

(12) 특허협력조약에 의하여 공개된 국제출원

(19) 세계지식재산권기구
국제사무국

(43) 국제공개일
2012년 10월 11일 (11.10.2012)



(10) 국제공개번호
WO 2012/138203 A2

- (51) 국제특허분류:
A61H 1/02 (2006.01) A61N 1/36 (2006.01)
A61H 3/00 (2006.01) B25J 13/08 (2006.01)
- (21) 국제출원번호: PCT/KR2012/002678
- (22) 국제출원일: 2012년 4월 9일 (09.04.2012)
- (25) 출원언어: 한국어
- (26) 공개언어: 한국어
- (30) 우선권정보:
10-2011-0032679 2011년 4월 8일 (08.04.2011) KR
- (71) 출원인 (US 을(를) 제외한 모든 지정국에 대하여): 연세대학교 산학협력단 (INDUSTRY-ACADEMIC CO-OPERATION FOUNDATION, YONSEI UNIVERSITY) [KR/KR]; 서울특별시 서대문구 신촌동 134, 120-749 Seoul (KR).
- (72) 발명자; 겸
- (75) 발명자/출원인 (US 에 한하여): 김영호 (KIM, Young Ho) [KR/KR]; 강원도 원주시 반곡동 반곡아이파크아파트 113-703, 220-970 Gangwon-do (KR). 황성재

(HWANG, Sung Jae) [KR/KR]; 서울특별시 서대문구 홍은동 8-257 25/6 201 호, 120-100 Seoul (KR). 손종상 (SON, Jong Sang) [KR/KR]; 경상남도 창원시 마산회원구 내서읍 정일아파트 702 호, 630-850 Gyeongsangnam-do (KR). 김정윤 (KIM, Jung Yoon) [KR/KR]; 경기도 수원시 장안구 영화동 동성 APT 1207, 440-050 Gyeonggi-do (KR). 박선우 (PARK, Sun Woo) [KR/KR]; 강원도 원주시 흥업면 매지리 한우리 오피스텔 202 호, 220-842 Gangwon-do (KR). 유제성 (RYU, Je Seong) [KR/KR]; 강원도 원주시 흥업면 매지리 1030-3 번지 HIM 오피스텔 205, 220-842 Gangwon-do (KR). 이민현 (LEE, Min Hyeon) [KR/KR]; 대전시 서구 갈마동 미소지움 아파트 101 동 403 호, 302-170 Daejeon (KR).

(74) 대리인: 민혜정 (MIN, Hea Jung); 서울특별시 송파구 신천동 7-14 잠실더샵스타파크 A 동 209 호, 138-794 Seoul (KR).

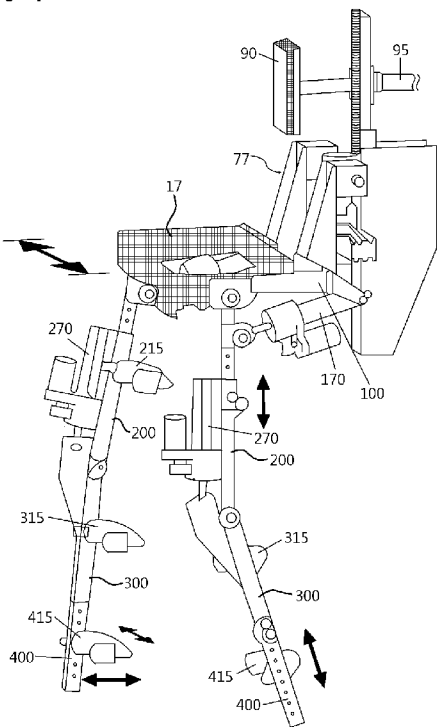
(81) 지정국 (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 국내 권리의 보호를 위하여): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ,

[다음 쪽 계속]

(54) Title: ACTIVE ROBOTIC GAIT-TRAINING SYSTEM AND METHOD

(54) 발명의 명칭 : 능동적 로보틱 보행 훈련 시스템 및 방법

[Fig. 5]



(57) Abstract: The present invention relates to an active robotic gait-training system and method, which involve measuring the tilt of a lower leg to estimate a gait cycle and enable a hip joint and a knee joint to operate by means of an actuator in accordance with the gait cycle, and which enable an ankle joint to operate by functional electrical stimulation (FES), thus enabling more active gait training for a person with dysbasia in accordance with the remaining walking ability of the person with dysbasia. According to the present invention, a robot-assisted gait-training system, including a thigh support unit, a hip joint support unit and a lower leg support unit, comprises: a toe-fixing ring which is arranged at the lower end of the lower leg support unit and to which a string, which is connected to a foot strap for covering a foot (toe) part, is fixed; a tilt sensor attached to the lower end of the lower leg support unit or to one side of the foot strap; a control unit which generates an FES control signal, a hip joint angle control signal, and a knee joint angle control signal from the tilt signal received from the tilt sensor; a first linear actuator which receives the hip joint angle control signal from the control unit, and rotates the thigh support unit at a hip joint unit, which is a coupling unit between the thigh support unit and the hip joint support unit, in accordance with the hip joint angle control signal; and a second linear actuator which receives the knee joint angle control signal from the control unit, and rotates the lower leg support unit at a knee joint unit, which is a coupling unit between the lower leg support unit and the thigh support unit, in accordance with the knee joint angle control signal.

(57) 요약서:

[다음 쪽 계속]

WO 2012/138203 A2



EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

TJ, TM), 유럽 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

(84) **지정국** (별도의 표시가 없는 한, 가능한 모든 종류의 역내 권리의 보호를 위하여): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 유라시아 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU,

공개:

— 국제조사보고서 없이 공개하며 보고서 접수 후 이를 별도 공개함 (규칙 48.2(g))

본 발명은 하퇴부의 기울기를 측정하여 보행주기를 추정하고, 보행주기에 따라, 액츄레이터에 의해 엉덩이 관절 및 무릎관절을 동작시키고, 기능적 전기 자극(FES)에 의해 발목관절이 동작하도록 하여, 보행장애인의 잔존 보행능력을 기반으로 보다 능동적 보행훈련이 가능하게 하는 능동적 로봇-보조형 보행훈련장치에 있어서, 하퇴지지부의 하단에 위치되며, 앞발(발끝)부분을 감싸는 앞발 스트랩과 연결된 선이 고정되는 발끝고정 고리; 하퇴지지부의 하단 또는 앞발 스트랩의 일측에 부착된 기울기 센서; 상기 기울기 센서로부터 수신된 기울기 신호로부터 FES 제어신호, 고관절 각도 제어신호, 무릎관절 각도 제어신호를 생성하는 제어부; 상기 제어부로부터 상기 고관절 각도 제어신호를 수신하고, 상기 하퇴지지부와 상기 고관절 지지부의 결합부인 고관절부에서, 상기 고관절 각도 제어신호에 따라 상기 하퇴지지부를 회동시키는 제 1 선형 액츄에이터; 상기 제어부로부터 상기 무릎관절 각도 제어신호를 수신하고, 상기 하퇴지지부와 상기 하퇴 지지부의 결합부인 무릎관절부에서, 상기 무릎관절 각도 제어신호에 따라 상기 하퇴지지부를 회동시키는 제 2 선형 액츄에이터;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

명세서

발명의 명칭: 능동적 로봇틱 보행 훈련 시스템 및 방법

기술분야

- [1] 본 발명은 능동적 로봇틱 보행 훈련 시스템 및 방법에 관한 것으로서, 보다 상세하게는 하퇴부의 기울기를 측정하여 보행주기를 추정하고, 보행주기에 따라, 액츄레이터에 의해 엉덩이 관절 및 무릎관절을 동작시키고, 기능적 전기 자극(FES)에 의해 발목관절이 동작하도록 하여, 보행장애인의 잔존 보행능력을 기반으로 보다 능동적 보행훈련이 가능하게 하는 능동적 로봇틱 보행 훈련 시스템 및 방법에 관한 것이다.

배경기술

- [2] 보행은 인간의 고유한 신체적 기능 중 하나로, 가장 일반적인 운동이자 사람이 매일 기본적으로 하는 활동이다.
- [3] 일반적으로 정상인의 보행주기는 두가지 주기로 대별되는데, 이는 입각기와 유각기이다. 입각기는 발이 지면에 닿아있는 시기로, 초기접지기, 발바닥접지기, 중간 입각기, 발뒤축들림기, 발가락들림기로 이루어진다. 유각기는 발이 지면에서 떨어져 나아가는 시기로, 발가락들림기, 중간 유각기, 다시 초기접지기로 이루어진다. 정상보행에 있어서는 입각기가 약 60%, 유각기가 약 40%를 차지한다.
- [4] 보행능력을 상실한 보행장애인들에게 보행훈련은 독립의 수준과 좋은 삶의 질을 향상시키는 데 있어 매우 중요한 부분을 차지한다.
- [5] 보행장애인의 보행능력 회복을 위한 재활훈련을 위해서는 여러 분야의 전문가들의 포괄적인 도움이 필요하며 특히 환자들의 균형감각을 향상시키고, 인내성을 높이기 위해 반복적이고 체계적인 보행훈련이 요구된다.
- [6] 보행장애인의 약 90%가 후천적 장애에 의한 것이며, 후천적 장애 원인의 50% 정도가 각종 질환으로 인하여 발생되며 그 중 뇌졸중이 가장 높은 비율을 나타내고 있다. 뇌졸중 후 초기에는 51%의 환자가 전혀 걸을 수 없고 12%는 부축을 받아 걸을 수 있으며 37%가 독립적 보행이 가능한 것으로 보고되어 있다. 재활치료 후 64%에서는 독립적 보행이 가능하도록 회복이 되지만 나머지 36%는 보행이 불가능하거나 의존적인 상태로 남게 되며, 보행 기능이 회복된 경우에도 여러가지 운동기능의 장애로 인한 비정상적 보행 패턴을 보이게 된다.
- [7] 특히, 보행장애인에 따라 보행 가능한 정도가 다르므로, 일률적인 보행훈련을 하는 경우보다, 본인의 잔존 감각을 이용하여 보행훈련을 하는 경우가 보다 높은 보행훈련효과를 가져온다.
- [8] 이를 위해서는 보행장애인이 현재 어느 정도의 보행이 가능한지에 대한 정확한 판단이 필요하며, 이 판단에 따른 보행훈련이 필요하다.
- [9] 종래의 경우에는 치료사의 촉진과 감각 자극을 이용하여 보행장애인의

보행정도를 판단하였다.

- [10] 80년대 중반에 체중지지(body weight support)를 통한 트레드밀(treadmill)에서의 보행훈련을 제안되었고, 이렇게 함에 의해 임상적으로 그 치료효과가 있다고 보고되었다.
- [11] 그러나, 종래에는, 보행장애인이 트레드밀 위에서 훈련하는 동안, 한두 명의 치료사가 보행장애인의 사지와 체간의 움직임을 잡아주면서, 보행을 유도해야 하는 단점이 있었다.
- [12] 또한, 종래에 로봇 관절에 의해 다리 관절이 수동적으로 움직이는 수동적 보행 훈련 로봇이 노약자 및 장애인을 위하여 제안된 바 있으나, 환자가 의도하는 보행 경로와 정확하게 일치하지 못함은 물론, 정상적인 보행 패턴에 맞는 재활을 위한 근본적인 보행훈련을 할 수 없었다.
- [13] 그러므로, 보행장애인의 잔존감각을 이용하여 능동적 보행훈련이 가능하고, 정상보행 패턴에 맞는 관절운동을 제공하는 보행훈련 시스템이 요망된다.
- [14] 따라서, 본 발명은 하퇴부의 기울기를 측정하여 보행주기를 추정하고, 보행주기에 따라, 액츄레이터에 의해 엉덩이 관절 및 무릎관절을 동작시키고, 또한 기능적 전기 자극(FES)에 의해 발목관절이 동작하도록 하여, 보행장애인의 잔존 보행능력을 기반으로 보다 능동적 보행훈련이 가능하게 하는 능동적 로보틱 보행 훈련 시스템 및 방법을 제안한다.

발명의 상세한 설명

기술적 과제

- [15] 본 발명이 해결하고자 하는 과제는, 하퇴부의 기울기를 측정하여 보행주기를 추정하고, 보행주기에 따라, 액츄레이터에 의해 엉덩이 관절 및 무릎관절을 동작시키고, 기능적 전기 자극(FES)에 의해 발목관절이 동작하도록 하여, 보다 능동적 보행훈련이 가능하게 하는 능동적 로보틱 보행 훈련 시스템 및 방법을 제공하는 것이다.
- [16] 본 발명이 해결하고자 하는 다른 과제는, 치료사의 보조활동 없이, 보행장애인의 능동적 보행훈련을 가능하게 하되, 정상보행 패턴에 맞는 관절운동을 제공하는 능동적 로보틱 보행 훈련 시스템 및 방법을 제공하는 것이다.

과제 해결 수단

- [17] 본 발명의 과제를 해결하기 위해, 본 발명은, 대퇴부에 위치되며, 대퇴부와 같은 길이, 같은 방향을 이루는 대퇴지지부; 둔부에 위치되며, 일단이 상기 대퇴지지부의 상단에 장착되며, 상기 대퇴지지부가 회동가능하도록 장착되는 고관절 지지부; 하퇴부에 위치되며, 상기 대퇴지지부의 하단에 장착되며, 회동가능하도록 장착되는 하퇴지지부;를 포함하여 이루어진 로보틱 보행 훈련 시스템에 있어서, 하퇴지지부의 하단에 위치되며, 앞발(발끝)부분을 감싸는 앞발 스트랩과 연결된 선이 고정되는 발끝고정 고리; 하퇴지지부의 하단 또는 앞발

스트랩의 일측에 부착된 기울기 센서; 상기 기울기 센서로부터 수신된 기울기 신호로부터 발목관절의 저굴근 또는 배굴근을 기능적 전기자극(FES)하기 위한 FES 제어신호를 생성하는 제어부; 상기 제어부로부터 수신된 FES 제어신호에 따라 발목관절의 저굴근 또는 배굴근을 기능적 전기자극(FES)을 하도록 이루어진 FES부;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

[18] 또한, 본 발명은, 본 발명은, 대퇴부에 위치되며, 대퇴부와 같은 길이, 같은 방향을 이루는 대퇴지지부; 둔부에 위치되며, 일단이 상기 대퇴지지부의 상단에 장착되되, 상기 대퇴지지부가 회동가능하도록 장착되는 고관절 지지부; 하퇴부에 위치되며, 상기 대퇴지지부의 하단에 장착되되, 회동가능하도록 장착되는 하퇴지지부;를 포함하여 이루어진 로봇틱 보행 훈련 시스템에 있어서, 하퇴지지부의 하단에 위치되며, 앞발(발끝)부분을 감싸는 앞발 스트랩과 연결된 선이 고정되는 발끝고정 고리; 하퇴지지부의 하단 또는 앞발 스트랩의 일측에 부착된 기울기 센서; 상기 기울기 센서로부터 수신된 기울기 신호로부터 고관절 각도 제어신호를 생성하는 제어부;상기 제어부로부터 상기 고관절 각도 제어신호를 수신하고, 상기 대퇴지지부와 상기 고관절 지지부의 결합부인 고관절부에서, 상기 고관절 각도 제어신호에 따라 상기 대퇴지지부가 회동하도록 제1 선형 액츄에이터를 구동시키는 제1 선형 액츄에이터 구동부;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

[19] 또한, 본 발명은, 대퇴부에 위치되며, 대퇴부와 같은 길이, 같은 방향을 이루는 대퇴지지부; 둔부에 위치되며, 일단이 상기 대퇴지지부의 상단에 장착되되, 상기 대퇴지지부가 회동가능하도록 장착되는 고관절 지지부; 하퇴부에 위치되며, 상기 대퇴지지부의 하단에 장착되되, 회동가능하도록 장착되는 하퇴지지부;를 포함하여 이루어진 로봇틱 보행 훈련 시스템에 있어서, 하퇴지지부의 하단에 위치되며, 앞발(발끝)부분을 감싸는 앞발 스트랩과 연결된 선이 고정되는 발끝고정 고리; 하퇴지지부의 하단 또는 앞발 스트랩의 일측에 부착된 기울기 센서; 상기 기울기 센서로부터 수신된 기울기 신호로부터 무릎관절 각도 제어신호를 생성하는 제어부;상기 제어부로부터 상기 무릎관절 각도 제어신호를 수신하고, 상기 하퇴지지부와 상기 대퇴 지지부의 결합부인 무릎관절부에서, 상기 무릎관절 각도 제어신호에 따라 상기 하퇴지지부가 회동하도록 제2 선형 액츄에이터를 구동시키는 제2 선형 액츄에이터 구동부;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.

[20] 상기 제어부는 기울기 신호로부터 보행주기를 추정하고, 기 저장된 고관절 구동 패턴으로부터, 추정된 보행주기에 따른 고관절 각도 제어신호를 생성하며, 상기 제어부는 기울기 신호로부터 보행주기를 추정하고, 기 저장된 무릎관절 구동 패턴으로부터, 추정된 보행주기에 따른 무릎관절 각도 제어신호를 생성한다.

[21] 제1 선형 액츄에이터는, 일단이 고관절지지부의 일단에 장착되어 있으며, 다른 일단은 대퇴지지부의 상단에 장착되며, 제2 선형 액츄에이터는, 일단이

- 대퇴지지부에 장착되어 있으며, 다른 일단은 하퇴지지부의 상단에 장착된다.
- [22] 고관절부는 대퇴지지부가 회동된 각도를 측정하기 위한 제1 인코더가 장착되어 있으며, 무릎관절부는 하퇴지지부가 회동된 각도를 측정하기 위한 제2 인코더가 장착되어 있다.
- [23] 제어부는 기울기 신호로부터 보행주기를 추정하고, 제1 인코더로부터 고관절 각도신호를 수신하여, 기 저장된 고관절 구동 패턴으로부터, 추정된 보행주기에 따른 고관절 각도 제어신호를 생성하며, 또한, 상기 제어부는 기울기 신호로부터 보행주기를 추정하고, 제2 인코더로부터 무릎관절 각도신호를 수신하여, 기 저장된 무릎관절 구동 패턴으로부터, 추정된 보행주기에 따른 무릎관절 각도 제어신호를 생성한다.
- [24] 제1 선형 액츄에이터와 대퇴지지부의 사이에 제1로드셀이 장착되며, 제2 선형 액츄에이터와 하퇴지지부의 사이에 제2로드셀이 장착되어 있다.
- [25] 상기 대퇴지지부, 상기 고관절 지지부, 상기 하퇴지지부가 일측 다리를 위한 로봇-보조형 보행훈련장치를 이루며, 좌우측 다리를 위한 한쌍의 로봇-보조형 보행훈련장치와, 상기 한쌍의 로봇-보조형 보행훈련장치를 장착하고 보행훈련을 하기 위한 트레드밀을 더 구비한다.
- [26] 또한, 하니스; 하니스에 장착된 로우프가 거치는 도르래를 장착하기 위한 프레임; 상기 도르래를 거친 로우프의 일단에 장착된 추;를 더 구비한다.
- [27] 대퇴지지부가 대퇴부와 결합하기 위한 대퇴부 스트랩이 대퇴지지부에 장착되어 있으며, 하퇴지지부 상단과 하퇴부가 결합하기 위한 하퇴부 스트랩과, 하퇴지지부 하단과 발목이 결합하기 위한 발목 스트랩이 장착되어 있다.
- [28] 또한 본 발명은, 보행장애자의 보행패턴을 수집하고 동작을 분석하는 보행패턴 수집단계; 보행패턴 수집단계에서, 수집된 보행패턴 및 분석결과를 보행장애자별로 저장하는 보행장애자별 데이터베이스화 단계; 보행장애자별 데이터베이스화 단계로부터 저장된 보행패턴들로부터, FES제어신호, 고관절부 및 무릎관절부를 구동시키는 액츄에이터 제어신호를 생성하여 출력하는 시스템 제어단계;를 포함하는 로봇 보행 훈련 시스템의 구동방법에 있어서, 보행패턴 수집단계는, 보행훈련대상의 개인 정보가 입력되면, 보행장애자의 보행으로부터 보행패턴을 수집되는 보행패턴 수집단계; 보행패턴 수집단계에서 수집된 데이터에서, 관절각도, 보행시점을 포함하는 보행 이벤트(gait event), 보행주기, 보행속도를 검출하는 보행 파라미터검출단계; 보행 파라미터검출단계에서 검출된, 보행주기를 포함하는 보행 파라미터로부터, 보행훈련시 사용될 훈련용 보행패턴을 생성하는 훈련용 보행패턴 생성단계;를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 한다.
- [29] 보행장애자별 데이터베이스화 단계는, 기 저장된 보행패턴 중 설정된 초기 보행패턴을 읽어들이는 초기 보행패턴설정단계; 초기 보행패턴설정단계에서 읽어들이는 초기 보행패턴과, 상기 훈련용 보행패턴 생성단계에서 생성한 훈련용 보행패턴과 기 저장된 보행장애자 데이터베이스를 이용하여, 훈련용

보행패턴을 재 조정하는 개인 적응 훈련 패턴 생성단계;개인 적응 훈련 패턴 생성단계에서 생성된 훈련용 보행패턴의 정보를 갱신, 저장하는 데이터베이스 업데이트 단계;를 포함하여 이루어진다.

- [30] 시스템 제어단계는, 설정된 훈련레벨 강도에 따라, FES 센서의 자극위치, 자극 속도를 설정하는 FES 센서 설정단계; 보행장애자가 탑승되지 않은 보행 훈련 장치로, 설정된 보행훈련 패턴으로 보행훈련 시뮬레이션이 행하여지고 장비구동상황을 점검하여 이상여부를 판단하는 보행훈련 시뮬레이션단계;를 포함하여 이루어진다.

발명의 효과

- [31] 본 발명의 능동적 로봇 보행 훈련 시스템 및 방법에 따르면, 하퇴부의 기울기를 측정하여 보행주기를 추정하고, 보행주기에 따라, 액츄레이터에 의해 엉덩이 관절 및 무릎관절을 동작시키고, 기능적 전기 자극(FES)에 의해 발목관절이 동작하도록 하여, 본인의 페이스에 맞춘 맞춤형 훈련이 가능하며, 자신의 의지에 따른 보행훈련이 가능하며, 보다 능동적 보행훈련이 가능하다.
- [32] 또한, 본 발명은 치료사의 보조활동 없이, 보행장애인의 능동적 보행훈련을 가능하게 하되, 정상보행 패턴에 맞는 관절운동을 제공하는 능동적 로봇 보행 훈련이 가능하다.

도면의 간단한 설명

- [33] 도 1은 본 발명의 능동적 로봇 보행 훈련 시스템을 개략적으로 설명하기 위한 개념도이다.
- [34] 도 2는 본 발명에 의한 로봇-보조형 보행 훈련 장치의 구성을 설명하는 구성도이다.
- [35] 도 3은 도 2의 로봇-보조형 보행 훈련 장치의 구동된 상태의 일예이다.
- [36] 도 4는 도 2의 로봇-보조형 보행 훈련 장치가 구동되는 작용원리를 나타내는 도면이다.
- [37] 도 5는 본 발명의 좌우측 다리의 로봇-보조형 보행 훈련 장치가 통합된 로봇 보행 훈련 시스템을 설명하는 설명도이다.
- [38] 도 6은 본 발명의 능동적 로봇 보행 훈련 시스템의 사용상태를 설명하기 위한 설명도이다.
- [39] 도 7은 본 발명에서 스트랩과 일체화된 FES부의 일예이다.
- [40] 도 8은 본 발명에서 FES부를 스트랩 등을 이용하여 장착한 예를 나타낸다.
- [41] 도 9는 본 발명의 능동적 로봇 보행 훈련 시스템을 제어하는 구성을 개략적으로 설명하기 위한 블록도이다.
- [42] 도 10은 도 9의 메인 연산처리부의 구성을 개략적으로 설명하기 위한 블록도이다.
- [43] 도 11은 본 발명의 능동적 로봇 보행 훈련 시스템의 구동방법을 개략적으로 설명하기 위한 설명도이다.

발명의 실시를 위한 최선의 형태

- [44] 이하, 본 발명의 일실시예에 의한 능동적 로보틱 보행 훈련 시스템 및 방법을 첨부된 도면을 참조하여 상세히 설명한다.
- [45] 도 1은 본 발명의 능동적 로보틱 보행 훈련 시스템을 개략적으로 설명하기 위한 개념도이다.
- [46] 보행장애인인 훈련자가 로봇-보조형 보행훈련장치(10)를 양 다리에 각각 착용하고, 트레드밀(60)에서 훈련을 행하도록 이루어진다.
- [47] 로봇-보조형 보행훈련장치(10)는 엉덩이관절부(20), 무릎관절부(30), 발목스트랩(415), FES부(50), 기울기센서(미도시)를 포함한다.
- [48] 기울기센서(미도시)는 로봇-보조형 보행훈련장치(10)에 장착되어 히퇴부(또는 발)의 기울기를 검출한다.
- [49] 엉덩이관절부(20)는 엉덩이의 관절을 액츄에이터(모터) 구동에 의해 소정 각도로 회전시키도록 이루어지되, 제어부(미도시)로부터 기 설정된 보행주기 동안의 엉덩이관절 구동 패턴(25)에 따른 엉덩이관절 액츄에이터 구동신호를 수신하여 구동된다.
- [50] 무릎관절부(30)는 무릎의 관절을 액츄에이터(모터) 구동에 의해 소정 각도로 회전시키도록 이루어지되, 제어부(미도시)로부터 기 설정된 보행주기 동안의 무릎관절 구동 패턴(35)에 따른 무릎관절 액츄에이터 구동신호를 수신하여 구동된다.
- [51] 발목스트랩(415)는 로봇-보조형 보행훈련장치(10)를 다리에 장착하기 위한 수단 중 하나로 로봇-보조형 보행훈련장치(10)의 하단을 발목에 고정 장착한다.
- [52] FES부(50)는 발목관절 저/배굴근에 기능적 전기 자극(FES)을 가하기 위한 수단으로, 제어부(미도시)로부터 기 설정된 기능적 전기자극 패턴(55)에 따른 전기자극신호를 수신하여 구동된다. 기 설정된 기능적 전기자극 패턴(55)는 펄스열로 이루어질 수 있다. FES부(50)는 발목부분 또는 발등부분 등에 위치될 수 있다.
- [53] ROM 곡선에서 발끝이 떨어지는 시기에 FES부(50)는 구동되며, 발끝이 떨어지는 시기는 1 보행주기의 전체를 100%라고 할때 60%의 지점이라 할 수 있다
- [54] 제어부(미도시)는 기울기센서(미도시)로부터 수신된 신호로부터 현재 보행주기를 판정하고, 판정된 보행주기에 따라 엉덩이관절부(20), 무릎관절부(30), FES부(50)를 구동시키되, 엉덩이관절부(20)는 기 설정된 보행주기 동안의 엉덩이관절 구동 패턴(25)에 따라 구동시키고, 무릎관절부(30)는 기 설정된 보행주기 동안의 무릎관절 구동 패턴(35)에 따라 구동시키고, FES부(50)는 기 설정된 기능적 전기자극 패턴(55)에 따라 발목관절 관련 근육을 자극한다.
- [55] 즉, 로봇-보조형 보행훈련장치(10)는 서보모터에 의해 구동되는 선형

액츄에이터를 사용하여 척수 손상 혹은 뇌졸중 환자와 같은 보행장애인의 엉덩이관절과 무릎관절을 정상보행 특성에 맞게 수동적 보행훈련을 제어하고, 기울기 센서를 이용하여 마비 환자의 보행주기를 검출하여 이에 맞추어 발목관절 저/배굴근에 기능적 전기 자극(FES)을 가하여 능동적 보행훈련을 유도할 수 있다. 엉덩이관절 구동 패턴(25)은 보행장애인의 정상보행 특성에 맞게 엉덩이관절을 구동하는 액츄에이터의 구동을 나타내고, 무릎관절 구동 패턴(35)은 보행장애인의 정상보행 특성에 맞게 무릎관절을 구동하는 액츄에이터의 구동을 나타낸다. 기 설정된 기능적 전기자극 패턴(55)은 보행장애인의 정상보행 특성에 맞게 발목관절 저/배굴근에 기능적 전기 자극(FES)을 가하여 능동적 보행훈련을 유도하는 작용을 나타낸다.

- [56] 도 2는 본 발명에 의한 로봇-보조형 보행 훈련 장치의 구성을 설명하는 구성도이고, 도 3은 도 2의 로봇-보조형 보행 훈련 장치의 구동된 상태의 일예이다.
- [57] 로봇-보조형 보행 훈련 장치(10)는 고관절지지부(100), 대퇴지지부(200), 하퇴지지부(300), 발목지지부(400), 고관절부(150), 무릎관절부(250)을 포함하여 이루어진다.
- [58] 고관절지지부(100)는 인체의 좌우측의 엉덩이 부위, 즉 둔부에 위치에 장착되며, 고관절부(150)에 장착된 대퇴지지부(200)가 제1 선형 액츄에이터(170)에 의해 회동되도록 지지하여 준다. 고관절지지부(100)의 일측단에는 고관절부(150)가 장착되어 있다.
- [59] 고관절(엉덩이 관절)부(150)는 고관절지지부(100)와 대퇴지지부(200)의 사이에 장착된다. 고관절부(150)에 고관절지지부(100)는 고정 장착되며, 고관절부(150)에 대퇴지지부(200)는 회동가능하도록 장착된다. 즉, 고관절부(150)는 고관절지지부(100)와 대퇴지지부(200)를 회전 가능하도록 결합하는 조인트로 구성된다. 고관절부(150)에는, 관절 회전각을 측정하는 제1 회전각 인코더(155)가 장착될 수 있다. 제1 회전각 인코더(155)는 보행장애인의 관절 회전각을 반복적으로 측정함으로써 보행특성을 파악하기 위한 신호를 출력하고, 이 신호를 통하여 보행장애인의 보행특성에 따라 고관절부(150)를 구동하는 제어신호가 가공될 수 있다.
- [60] 제1 선형 액츄에이터(170)는 피스톤(172), 실린더(174), 기어부(176), 서보모터(178)를 포함하여 이루어져 선형운동(직선운동)을 하는 액츄에이터로, 일측은 고관절지지부(100)의 일단에 장착되어 있으며, 다른 일측은 제1로드셀(180)을 통해 대퇴지지부(200)의 상단에 장착되어 있다. 경우에 따라서, 제1로드셀(180)은 생략될 수 있다.
- [61] 피스톤(172)은 나사산을 가진 피스톤으로, 일단은 제1로드셀(180)을 통해 대퇴지지부(200)에 고정되고, 다른 일단은 고관절지지부(100)에 고정된 실린더(174) 내에 수용된다.
- [62] 실린더(174)는 피스톤(172)을 수용하는 실린더로, 일단은 고관절지지부(100)에

- 고정되며, 다른 일단은 실린더(174) 내에 수용된 피스톤(172)과 연결된 제1로드셀(180)을 통해 대퇴지지부(200)에 고정된다.
- [63] 기어부(176)는 피스톤(172)의 나사산에 회전가능하도록 관통 결합된다.
- [64] 피스톤(172), 실린더(174), 기어부(176)를 볼스크류라 할 수 있으며, 볼스크류는 서보모터(178)의 회전을 직선운동으로 바꾸어 주는 수단이다.
- [65] 서보모터(178)는 기어부(176)를 회전 구동시켜 피스톤(172)을 실린더(174)의 내외로 왕복이동시킨다.
- [66] 제1로드셀(180)은 고관절부(150)에서 대퇴지지부(200)를 들어올리는 데 가해진 힘(하중)을 측정한다. 즉, 제1 선형 액츄에이터(170)에서 고관절(영덩이관절)에 가해지는 힘을 측정한다.
- [67] 대퇴지지부(200)는 인체의 좌우측의 대퇴부 위치에 장착되며, 일단은 고관절부(150)에 회동가능하게 장착되어 있으며, 다른 일단은 무릎관절부(250)에 고정된다. 대퇴지지부(200)는 제1 선형 액츄에이터(170)에 의해 회동되며, 이렇게 회동되는 것에 대퇴부를 올리거나 내리는 것과 같은 동작이 이루어지게 된다. 또한 대퇴지지부(200)는 무릎관절부(250)에 장착된 하퇴지지부(300)가 제2 선형 액츄에이터(270)에 의해 회동되도록 지지하여 준다. 대퇴지지부(200)는 인체의 대퇴부에 스트랩에 의해 고정된다.
- [68] 대퇴지지부(200)는 대퇴부를 지지하는 것으로 사람에 따라 대퇴길이가 다를 수 있으므로, 대퇴지지부(200)가 둘로 나눈 상단 대퇴지지부(225)와 하단 대퇴지지부 사이에 위치되는 대퇴 연장부(210)을 더 구비한다.
- [69] 대퇴 연장부(210)는 일단이 상단 대퇴지지부(225)에 고정되어 있는 막대형태로, 다수의 홀(220)을 구비한다. 대퇴 연장부(210)의 다른 일단이 하단 대퇴지지부(230)에 삽입되어, 하단 대퇴지지부(230)의 외측의 홀과 나사 결합하도록 이루어져 있다. 대퇴 연장부(210)를 통해 길이가 변화될 수 있다.
- [70] 무릎관절부(250)는 대퇴지지부(200)와 하퇴지지부(300)의 사이에 장착된다. 무릎관절부(250)에 대퇴지지부(200)는 고정 장착되며, 무릎관절부(250)에 하퇴지지부(300)는 회동가능하도록 장착된다.
- [71] 무릎관절부(250)에는, 관절 회전각을 측정하는 제2 회전각 인코더(250)가 장착될 수 있다. 제2 회전각 인코더(250)는 보행장애인의 관절 회전각을 반복적으로 측정함으로써 보행특성을 파악하기 위한 신호를 출력하고, 이 신호를 통하여 보행장애인의 보행특성에 따라 무릎관절부(250)를 구동하는 제어신호가 가공될 수 있다.
- [72] 제2 선형 액츄에이터(270)는 피스톤(272), 실린더(274), 기어부(276), 서보모터(278)를 포함하여 이루어져 선형운동(직선운동)을 하는 액츄에이터로, 일측은 대퇴지지부(200)에 장착되어 있으며, 다른 일측은 제2로드셀(280)을 통해 하퇴지지부(300)의 상단에 장착되어 있다. 경우에 따라서, 제2로드셀(280)은 생략될 수 있다.
- [73] 피스톤(272)은 나사산을 가진 피스톤으로, 일단은 제2로드셀(280)을 통해

- 하퇴지지부(300)에 고정되고, 다른 일단은 대퇴지지부(200)에 고정된 실린더(274) 내에 수용된다.
- [74] 실린더(274)는 피스톤(272)을 수용하는 실린더로, 일단은 대퇴지지부(200)에 고정되며, 다른 일단은 실린더(274) 내에 수용된 피스톤(272)과 연결된 제2로드셀(280)을 통해 하퇴지지부(300)에 고정된다.
- [75] 기어부(276)는 피스톤(272)의 나사산에 회전가능하도록 관통 결합된다.
- [76] 피스톤(272), 실린더(274), 기어부(276)를 볼스크류라 할 수 있으며, 볼스크류는 서보모터(278)의 회전을 직선운동으로 바꾸어 주는 수단이다.
- [77] 서보모터(278)는 기어부(276)를 회전 구동시켜 피스톤(272)을 실린더(274)의 내외로 왕복이동시킨다.
- [78] 제2로드셀(280)은 고관절부(150)에서 하퇴지지부(300)를 이동시키는 데 가해진 힘(하중)을 측정한다. 즉, 제2 선형 액츄에이터(270)에서 가해진 힘을 측정한다.
- [79] 하퇴지지부(300)는 인체의 좌우측의 하퇴부 위치에 장착되며, 일단은 무릎관절부(250)에 회동가능하게 장착되며, 다른 일단은 발목지지부(400)과 연결된다. 하퇴지지부(300)는 제2 선형 액츄에이터(270)에 의해 회동되며, 이렇게 회동되는 것에 다리를 올리고 내리는 것과 같은 동작이 이루어지게 된다. 하퇴지지부(300)는 인체의 종아리에 대응하는 부분으로서 종아리와 스트랩으로 고정될 수 있다.
- [80] 발목지지부(400)는 일단이 하퇴지지부(300)와 연결되며, 발끝고정 고리(440)가 장착되어 있다. 발목지지부(400)는 발목스트랩을 구비하여, 발목지지부(400)를 발목에 고정할 수 있다.
- [81] 발끝고정 고리(440)는 발끝(앞발)부분을 감싼 발끝 보호대(앞발 스트랩)(미도시)에 연결된 선이 발끝고정 고리(440)를 통하게 하여 발끝(앞발)부분을 고정한다.
- [82] 발끝고정 고리(440)를 통해 FES 자극부(미도시)가 발에 장착될 수 있다.
- [83] 발목 연장부(445)는 일단이 발목지지부(400)에 내에 장착된 막대형태로, 다수의 홀(220)을 구비하여, 발목지지부(400)의 외측의 홀과 나사 결합하도록 이루어져, 발목지지부(400)가 길이가 변화될 수 있다. 경우에 따라서는 발목 연장부(445)를 생략할 수 있다.
- [84] 도 4는 도 2의 로봇-보조형 보행 훈련 장치가 구동되는 작용원리를 나타내는 도면이다.
- [85] 제1 선형 액츄에이터(170)이 고관절부(150) 또는 제1로드셀(180) 측으로 움직이면 고관절부(150)는 시계도는 방향으로 움직이고, 대퇴지지부(200)은 상방향, 즉 대퇴부를 들어올리는 방향으로 움직인다. 제1 선형 액츄에이터(170)가 반대측으로 움직이면, 결과적으로 대퇴지지부(200)은 하방향, 즉 대퇴부를 내리는 방향으로 움직인다.
- [86] 제2 선형 액츄에이터(270)가 고관절부(150)측으로 움직이면, 무릎관절부(250)는 시계도는 방향으로 움직이고, 하퇴지지부(300)는 상방향, 즉

하퇴부(종아리)를 들어올리는 방향으로 움직인다. 제2 선형 액츄에이터(270)가 발목부(400)측으로 움직이면, 결과적으로 하퇴지지부(300)은 하방향, 즉 하퇴부를 내리는 방향으로 움직인다.

[87] 도 5는 본 발명의 좌우측 다리의 로봇-보조형 보행 훈련 장치가 통합된 로봇 보행 훈련 시스템을 설명하는 설명도이다.

[88] 좌우측 다리의 로봇-보조형 보행 훈련 장치(10)에서 고관절지지부(100)의 일단(고관절부(150)와는 반대되는 단부)이 통합고정단(77)에 장착, 고정되며, 통합고정단(70)의 일측에는 등지지부(90)을 장착하여, 본 로봇 보행 훈련 시스템을 착용시 등을 받쳐주도록 이루어져 있다. 또한 통합고정단(70)은 프레임연결부(95)를 통해 로봇 보행 훈련 시스템의 프레임과 연결되어 있다. 프레임은 하네스 등을 장착하기 위한 프레임이다.

[89] 좌우측 다리의 로봇-보조형 보행 훈련 장치(10)은 대퇴스트랩(215), 하퇴스트랩(315), 발목스트랩(415)을 구비하여, 다리와 로봇-보조형 보행 훈련 장치(10)를 결합한다.

[90] 엉덩이 좌우양측에 위치되는 둔부가이드(17)는 로봇-보조형 보행 훈련 장치(10)의 상단에 위치하여 둔부에 고정하고 로봇-보조형 보행 훈련 장치(10)가 피부를 눌러 아픈것을 완화하기 위한 쿠션역할을 한다.

[91] 즉, 본 발명에 의한 하이브리드 로봇-보조형 보행 훈련 장치는, 보행장애인으로 하여금 다리의 관절 부위를 움직이기 위한 근력을 보강함으로써 보행 훈련이 가능하도록 하는 보행 훈련 장치로서, 인체의 허리 및 엉덩이 부위, 대퇴부, 종아리와 각각 결합되는 고관절지지부(100), 대퇴지지부(200), 하퇴지지부(300)를 포함하며, 각 지지부를 회전 가능하도록 결합시키는 고관절부(150), 무릎관절부(250)를 포함한다. 고관절지지부(100)는 인체의 허리 및 엉덩이 부위에 대응하는 부분으로서, 단순히 대퇴지지부(200) 및 하퇴지지부(300)를 지지하는 기능만을 담당할 수도 있고, 인체의 상체와 스트랩으로 결합하여 인체의 상체의 하중을 지지할 수도 있다. 대퇴지지부(200)는 인체의 대퇴부에 스트랩에 의해 결합되어 대퇴부(허벅다리)를 고정시킨다. 하퇴지지부(300)는 인체의 종아리에 대응하는 부분으로서 종아리와 스트랩으로 결합되어 고정될 수 있다.

[92] 도 6은 본 발명의 능동적 로봇 보행 훈련 시스템의 사용상태를 설명하기 위한 설명도이다.

[93] 보행장애인이 하니스(112)를 장착하고 좌우측다리에 로봇-보조형 보행 훈련 장치(10)를 장착하고, 트레드밀(60)위에서 보행 훈련을 받는다.

[94] 보행장애인의 체중을 지지하기 위해 하니스(112)에 장착된 로우프(114)가 프레임(65) 상에 설치되되, 보행장애인의 상측에 위치된 도르래(116)를 거쳐, 무게를 지탱하기 위한 추(118)와 연결된다. 즉, 보행장애인의 중량을 지지하기 위하여 보행장애인에 착용되는 하니스(112)와, 도르래(116), 추(118)로 이루어지며, 도르래(116)는 하니스(112)에 연결된 로우프(114)를 통하여

보행장애인의 중량을 지지하고, 추(118)는 로우프(114)를 통해 보행장애인의 수직이동을 제어한다.

- [95] 보행장애인이 보행훈련중 손을 잡을 수 있는 팔 거치대(70)가 좌우 양측에 있으며, 팔 거치대(70)의 위에는 정지스위치(75)를 구비하여 훈련 중 위급사항이 발생하면 훈련자에 의해 정지가 가능하도록 이루어진다.
- [96] 제어부(40)는 기울기센서, 로드셀 등으로부터 수신된 신호로부터 현재 보행자의 상태와 보행주기를 판정하고, 판정된 보행주기에 따라 엉덩이관절부(20), 무릎관절부(30), FES부(50)를 구동시킨다.
- [97] 또한 훈련중인 보행장애인은 제어부(40)의 디스플레이부에 출력된 훈련결과의 디스플레이를 보면서 보행훈련을 행할 수 있어서, 바이오피드백의 효과를 가져온다.
- [98] 도 7은 본 발명에서 스트랩과 일체화된 FES부의 일예이고, 도 8은 본 발명에서 FES부를 스트랩 등을 이용하여 장착한 예를 나타낸다.
- [99] FES부(50)는 제어부(150)에 의하여 하퇴지지부(300)의 하단에 위치하여 인체의 발목부위에 기능적 전기자극(Functional Electric Stimulation)을 가한다. 전기자극부(40)는, 인체의 발목부위에 스트랩이나 양말에 의해 접촉식으로 전기자극을 가할 수 있다.
- [100] 본 발명에 의한 보행 훈련 장치(10)는 고관절부(150)에 관절 회전각을 측정하는 제1 회전각 인코더(155)를 구비하고, 무릎관절부(250)에 관절 회전각을 측정하는 제2 회전각 인코더(250)를 구비하여, 회전각 인코더(155,255)에서 검출된 관절 회전각은 제어부(150)에 송신되고, 제어부(150)는 반복적인 회전각 데이터에 따라 개별 보행장애인마다의 보행특성을 데이터베이스화하고, 각 보행특성에 따라 서보모터들(178, 278)의 회전량 및 회전속도를 구동함으로써 선형 액츄에이터(170, 270)를 제어할 수 있다.
- [101] 그리고, 본 발명에 의한 보행 훈련 장치(10)는 상기 고관절부(150)에 가해지는 하중을 측정하는 로드셀 및 상기 무릎관절부(250)에 가해지는 하중을 측정하는 로드셀을 구비할 수 있다. 로드셀은 관절부(150, 250)에 가해지는 하중을 제어부(150)에 송신하고, 제어부(150)는 보행장애인의 보행특성에 따라 적절한 장력을 조절하기 위하여 추(118)를 제어한다. 이로써, 로우프(114) 및 도르레(116)와 결합된 하니스(112)에 가해지는 장력이 제어되고, 개별 보행장애인의 특성에 부합하는 최적화된 보행 훈련이 가능하게 된다.
- [102] 그리고, 상기 제2 지지부(25)는 지축에 대한 기울기를 측정하는 기울기센서를 구비하고, 상기 전기자극부(40)는 상기 기울기센서에 의해 측정되는 상기 보행장애인의 보행주기마다 발목관절 저/배굴근에 기능적 전기자극을 가함으로써, 능동적인 보행훈련이 가능하게 된다. 전기자극부(40)는 기울기센서에 의해 측정되는 보행순간을 탐지하여 기능적 전기자극을 출력할 수도 있고, 제어부(150)에서 축적된 각 보행장애인의 보행특성에 대한 데이터베이스로부터 최적화된 보행훈련에 부합하는 보행주기마다 기능적

전기자극을 출력할 수도 있다.

- [103] 도 9는 본 발명의 능동적 로봇 보행 훈련 시스템을 제어하는 구성을 개략적으로 설명하기 위한 블록도로, 메인 연산처리부(500), FES 구동부(510), 로봇 보행 제어부(520), 센서부(530), 데이터 저장부(590), 디스플레이부(600)을 포함하여 이루어진다.
- [104] 메인 연산처리부(500)는 센서부(530)의 출력신호를 수신하고, 데이터 저장부(590)으로부터 기 저장된 보행주기 패턴들을 수신하여, FES 제어신호, 제1 선형 액츄에이터 제어신호, 제2 선형 액츄에이터 제어신호 등을 생성하여, FES 구동부(510), 로봇 보행 제어부(520)의 제1 선형 액츄에이터 구동부(570), 제2 선형 액츄에이터 구동부(580)로 전송한다. 또한 수신된 센서부(530)의 출력신호를 데이터 저장부(590)에 저장한다. 메인 연산처리부(500)는 보행훈련자의 보행훈련 결과를 분석하여 디스플레이부(600)로 출력한다.
- [105] FES 구동부(510)는 메인 연산처리부(500)는 FES 제어신호에 따라 FES 자극신호를 출력한다.
- [106] 로봇 보행 제어부(520)는 제1 선형 액츄에이터 구동부(570), 제2 선형 액츄에이터 구동부(580)을 포함한다.
- [107] 제1 선형 액츄에이터 구동부(570)는 메인 연산처리부(500)로부터 수신된 제1 선형 액츄에이터 제어신호에 의해 제1 선형 액츄에이터(170)를 구동하여, 제1 선형 액츄에이터(170)가 대퇴지지부(200)를 올리거나 내리도록 회동시킨다.
- [108] 제2 선형 액츄에이터 구동부(580)는 메인 연산처리부(500)로부터 수신된 제2 선형 액츄에이터 제어신호에 의해 제2 선형 액츄에이터(270)를 구동하여, 제2 선형 액츄에이터(270)가 하퇴지지부(200)를 올리거나 내리도록 회동시킨다.
- [109] 센서부(530)는 기울기 센서(540), 로드셀부(550), 인코더부(560)을 포함하여 검출된 신호를 메인 연산처리부(500)로 전송한다.
- [110] 기울기 센서(540)는 로봇-보조형 보행훈련장치(10)의 하퇴지지부 또는 발끝(앞발)부분을 감싼 발끝 보호대에 장착되어, 하퇴부의 기울기 또는 발의 기울기를 검출한다.
- [111] 로드셀부(550)는 제1로드셀(180)과 제2로드셀(280)을 포함하며, 제1로드셀(180)은 고관절부(150)에서 대퇴지지부(200)를 들어올리는 데 가해진 힘(하중)을 측정하고, 제2로드셀(280)은 무릎관절부(250)에서 하퇴지지부(300)를 들어올리는 데 가해진 힘(하중)을 측정한다.
- [112] 인코더부(560)은 제1 회전각 인코더(155), 제2 회전각 인코더(255)를 포함하며, 제1 회전각 인코더(155)은 고관절부의 회전각 측정하는 것으로, 이를 이용하여 제1 선형 액츄에이터 제어신호를 생성하며, 제2 회전각 인코더(255)는 무릎관절부의 회전각 측정하는 것으로, 이를 이용하여 제2 선형 액츄에이터 제어신호를 생성한다. 즉, 인코더부(560)를 통해 보행장애인의 관절 회전각을 반복적으로 측정함으로써 보행특성을 파악하기 위한 신호를 출력하고, 이 신호를 통하여 보행장애인의 보행특성에 따라 고관절부(150) 및

- 무릎관절부(250)을 구동시키는 제어신호가 가공될 수 있다.
- [113] 데이터 저장부(590)는 메인 연산처리부(500)에서 수신된 신호를 저장하고, 디스플레이부(600)는 메인 연산처리부(500)에서 수신된 신호를 출력한다.
- [114] 도 10은 도 9의 메인 연산처리부의 구성을 개략적으로 설명하기 위한 블록도로, 동작분석부(502), 환자정보 데이터베이스(504), 시스템 제어부(506)을 포함하여 이루어진다.
- [115] 동작분석부(502)는 환자, 즉 보행장애자의 보행패턴을 수집하고 동작을 분석한다.
- [116] 환자정보 데이터베이스(504)는 동작분석부(502)에서 수신된 보행패턴 및 분석결과를 환자별로 저장한다.
- [117] 시스템 제어부(506)는 환자정보 데이터베이스(504)로부터 보행패턴을 읽어들이며, FES제어신호, 제1 선형 액츄에이터 제어신호, 제2 선형 액츄에이터 제어신호를 생성하여, FES 구동부(510), 로봇릭 보행 제어부(520)의 제1 선형 액츄에이터 구동부(570), 제2 선형 액츄에이터 구동부(580)로 전송한다.
- [118] 도 11은 본 발명의 능동적 로봇릭 보행 훈련 시스템의 구동방법을 개략적으로 설명하기 위한 설명도이다.
- [119] 보행장애자 설정단계로, 보행훈련대상의 보행장애자(환자)를 설정하고, 보행장애자의 기초정보(개인 정보)를 입력한다(S110).
- [120] 보행패턴 수집단계로, 보행장애자의 보행을 측정하여 보행패턴을 수집한다(S120).
- [121] 보행 파라미터검출단계로, 보행훈련에 관련된 파라미터를 검출하는 것으로, 관절각도, 보행시점을 포함하는 보행 이벤트(gait event), 보행주기, 보행속도를 검출한다(S130).
- [122] 훈련용 보행패턴 생성단계로, 보행 파라미터검출단계에서 검출된 파라미터를 이용하여, 보행훈련시 사용할 훈련용 보행패턴으로서, 개인적으로 개별화된 보행패턴을 생성한다(S140).
- [123] 보행능력 평가단계로, 기 저장된 데이터를 이용하여 보행 능력을 평가한다(S150).
- [124] 보행장애자 설정단계(S110) 내지 보행능력 평가단계(S150)는 동작을 분석하여 보행패턴을 수집하는, 보행패턴 수집단계라 할 수 있다.
- [125] 다음은 검출 또는 설정된 데이터들을 보행장애자별 데이터베이스화하는 단계들에 대해서 설명한다.
- [126] 사용자 등록정보 로드단계로, 보행훈련시스템의 사용자, 즉 보행장애자의 기초정보(개인 정보)를 읽어들이는다(S210).
- [127] 초기 보행패턴설정단계로, 보행훈련시스템에서 사용할 초기 보행패턴을 설정한다(S210)
- [128] 개인 적응 훈련 패턴 생성단계로, 초기 보행패턴설정단계(S210)에서의 초기 보행패턴과, 훈련용 보행패턴 생성단계(S140)에서 생성한 훈련용 보행패턴과,

- 기 저장된 보행장애자 데이터베이스를 이용하여, 개인 적응 훈련 패턴을 생성한다(S230).
- [129] 데이터베이스 업데이트 단계로, 생성된 개인 적응 훈련 패턴 정보를 저장하고 갱신한다(S240).
- [130] 사용자 등록정보 로드단계(S210) 내지 데이터베이스 업데이트 단계(S240)는 보행장애자별 데이터베이스화 단계이라고 할 수 있다.
- [131] 다음은 시스템 및 훈련에 따른 제어에 관해 설명한다.
- [132] 시스템 초기화단계로, 시스템을 초기화한다(S310).
- [133] 사용자 검색단계로, 사용자를 검색하여 인식한다(S320).
- [134] 훈련 레벨 설정단계로, 훈련패턴을 사용한 훈련시의 훈련 강도를 설정한다(S330).
- [135] 예를들어 6단계로 설정할 경우, 보행 훈련 장치(10)의 좌우 무릎관절부와 좌우 고관절(엉덩이 관절)부의 관절 각도제어를, 정상 보행과 환자 보행의 차의 크기를 6단계로 나누어 보행 훈련한다.
- [136] FES 센서 설정단계로, FES 센서의 자극위치, 자극 속도를 설정하고 데이터수집(DAQ)의 속도 등을 설정한다(S340).
- [137] 훈련 파라미터 설정단계로, 보행 훈련 장치(10)에서 훈련 파라미터를 설정한다(S350).
- [138] 보행훈련 시뮬레이션단계로, 보행 훈련 장치(10)만으로 설정된 보행훈련 패턴으로 보행훈련 시뮬레이션을 행하여 장비구동상태를 확인하며, 만약 문제점이 발견되면 개인 적응 훈련 패턴 생성단계(S230)가서 훈련패턴을 재생성한다(S360).
- [139] 보행훈련단계로, 보행훈련을 행하면서 데이터수집도 병행한다(S370).
- [140] 보행훈련 결과분석단계로, 보행 훈련이 종료되면(S380), 보행 훈련의 결과를 저장하고 분석한다(S400).
- [141] 이렇게 보행훈련 결과분석단계에서 저장된 데이터는 보행패턴 수집단계, 보행장애자별 데이터베이스화 단계에서 차후 이용되게 될것이다.
- [142] 이상과 같이 본 발명은 비록 한정된 실시예와 도면에 의해 설명되었으나, 본 발명은 상기의 실시예에 한정되는 것은 아니며, 이는 본 발명이 속하는 분야에서 통상의 지식을 가진 자라면 이러한 기재로부터 다양한 수정 및 변형이 가능하다. 따라서, 본 발명의 사상은 아래에 기재된 특허청구범위에 의해서만 파악되어야 하고, 이의 균등 또는 등가적 변형 모두는 본 발명 사상의 범주에 속한다고 할 것이다.

산업상 이용가능성

- [143] 본 발명은 보행장애인의 잔존 보행능력을 기반으로 보다 능동적 보행훈련이 가능하게 하는 능동적 로보틱 보행 훈련 시스템 및 방법에 관한 것으로서, 재활병원 등에서 보행장애인의 보행훈련을 하는 데 이용할 수 있다.

청구범위

[청구항 1]

대퇴부에 위치되며, 대퇴부와 같은 길이, 같은 방향을 이루는 대퇴지지부; 둔부에 위치되며, 일단이 상기 대퇴지지부의 상단에 장착되되, 상기 대퇴지지부가 회동가능하도록 장착되는 고관절 지지부; 하퇴부에 위치되며, 상기 대퇴지지부의 하단에 장착되되, 회동가능하도록 장착되는 하퇴지지부;를 포함하여 이루어진 로봇틱 보행 훈련 시스템에 있어서,
 하퇴지지부의 하단에 위치되며, 앞발(발끝)부분을 감싸는 앞발 스트랩과 연결된 선이 고정되는 발끝고정 고리;
 하퇴지지부의 하단 또는 앞발 스트랩의 일측에 부착된 기울기 센서;
 상기 기울기 센서로부터 수신된 기울기 신호로부터 발목관절의 저굴근 또는 배굴근을 기능적 전기자극(FES)하기 위한 FES 제어신호를 생성하는 제어부;
 상기 제어부로부터 수신된 FES 제어신호에 따라 발목관절의 저굴근 또는 배굴근을 기능적 전기자극(FES)을 하도록 이루어진 FES부;
 를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.

[청구항 2]

대퇴부에 위치되며, 대퇴부와 같은 길이, 같은 방향을 이루는 대퇴지지부; 둔부에 위치되며, 일단이 상기 대퇴지지부의 상단에 장착되되, 상기 대퇴지지부가 회동가능하도록 장착되는 고관절 지지부; 하퇴부에 위치되며, 상기 대퇴지지부의 하단에 장착되되, 회동가능하도록 장착되는 하퇴지지부;를 포함하여 이루어진 로봇틱 보행 훈련 시스템에 있어서,
 하퇴지지부의 하단에 위치되며, 앞발(발끝)부분을 감싸는 앞발 스트랩과 연결된 선이 고정되는 발끝고정 고리;
 하퇴지지부의 하단 또는 앞발 스트랩의 일측에 부착된 기울기 센서;
 상기 기울기 센서로부터 수신된 기울기 신호로부터 고관절 각도 제어신호를 생성하는 제어부;
 상기 제어부로부터 상기 고관절 각도 제어신호를 수신하고, 상기 대퇴지지부와 상기 고관절 지지부의 결합부인 고관절부에서, 상기 고관절 각도 제어신호에 따라 상기 대퇴지지부가 회동하도록 제1 선형 액츄에이터를 구동시키는 제1 선형 액츄에이터 구동부;
 를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.

[청구항 3]

대퇴부에 위치되며, 대퇴부와 같은 길이, 같은 방향을 이루는 대퇴지지부; 둔부에 위치되며, 일단이 상기 대퇴지지부의 상단에 장착되되, 상기 대퇴지지부가 회동가능하도록 장착되는 고관절 지지부; 하퇴부에 위치되며, 상기 대퇴지지부의 하단에 장착되되, 회동가능하도록 장착되는 하퇴지지부;를 포함하여 이루어진 로봇틱 보행 훈련 시스템에 있어서,
 하퇴지지부의 하단에 위치되며, 앞발(발끝)부분을 감싸는 앞발 스트랩과 연결된 선이 고정되는 발끝고정 고리;
 하퇴지지부의 하단 또는 앞발 스트랩의 일측에 부착된 기울기 센서;
 상기 기울기 센서로부터 수신된 기울기 신호로부터 무릎관절 각도 제어신호를 생성하는 제어부;
 상기 제어부로부터 상기 무릎관절 각도 제어신호를 수신하고, 상기 하퇴지지부와 상기 대퇴 지지부의 결합부인 무릎관절부에서, 상기 무릎관절 각도 제어신호에 따라 상기 하퇴지지부가 회동하도록 제2 선형 액츄에이터를 구동시키는 제2 선형 액츄에이터 구동부;
 를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.

[청구항 4]

제2항 또는 제3항 중 어느 한 항에 있어서,
 상기 제어부는 상기 기울기 센서로부터 수신된 기울기 신호로부터 발목관절의 저굴근 또는 배굴근을 기능적 전기자극(FES)하기 위한 FES 제어신호를 생성하며,
 상기 제어부로부터 수신된 FES 제어신호에 따라 발목관절의 저굴근 또는 배굴근을 기능적 전기자극(FES)을 하도록 이루어진 FES부를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.

[청구항 5]

제1항에 있어서,
 상기 제어부는 상기 기울기 센서로부터 수신된 기울기 신호로부터 고관절 각도 제어신호와 무릎관절 각도 제어신호를 생성하며,
 상기 제어부로부터 상기 고관절 각도 제어신호를 수신하고, 상기 대퇴지지부와 상기 고관절 지지부의 결합부인 고관절부에서, 상기 고관절 각도 제어신호에 따라 상기 대퇴지지부가 회동하도록 제1 선형 액츄에이터를 구비하며,
 상기 제어부로부터 상기 무릎관절 각도 제어신호를 수신하고, 상기 하퇴지지부와 상기 대퇴 지지부의 결합부인 무릎관절부에서, 상기 무릎관절 각도 제어신호에 따라 상기 하퇴지지부가 회동하도록 제2 선형 액츄에이터를 구동시키는 제2 선형

- 액츄에이터 구동부를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.
- [청구항 6] 제5항에 있어서,
상기 제어부는 기울기 신호로부터 보행주기를 추정하고, 기 저장된 고관절 구동 패턴으로부터, 추정된 보행주기에 따른 고관절 각도 제어신호를 생성하는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.
- [청구항 7] 제5항에 있어서,
상기 제어부는 기울기 신호로부터 보행주기를 추정하고, 기 저장된 무릎관절 구동 패턴으로부터, 추정된 보행주기에 따른 무릎관절 각도 제어신호를 생성하는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.
- [청구항 8] 제2항에 있어서
상기 제어부는 상기 기울기 센서로부터 수신된 기울기 신호로부터 무릎관절 각도 제어신호를 생성하며,
상기 제어부로부터 상기 무릎관절 각도 제어신호를 수신하고, 상기 하퇴지지부와 상기 대퇴 지지부의 결합부인 무릎관절부에서, 상기 무릎관절 각도 제어신호에 따라 상기 하퇴지지부가 회동하도록 제2 선형 액츄에이터를 구동시키는 제2 선형 액츄에이터 구동부를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.
- [청구항 9] 제2항에 있어서,
제1 선형 액츄에이터는, 일단이 고관절지지부의 일단에 장착되어 있으며, 다른 일단은 대퇴지지부의 상단에 장착되는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.
- [청구항 10] 제3항에 있어서,
제2 선형 액츄에이터는, 일단이 대퇴지지부에 장착되어 있으며, 다른 일단은 하퇴지지부의 상단에 장착되는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.
- [청구항 11] 제2항에 있어서,
고관절부는 대퇴지지부가 회동된 각도를 측정하기 위한 제1 인코더가 장착되어 있는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.
- [청구항 12] 제3항에 있어서,
무릎관절부는 하퇴지지부가 회동된 각도를 측정하기 위한 제2 인코더가 장착되어 있는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.
- [청구항 13] 제11항에 있어서

제어부는 기울기 신호로부터 보행주기를 추정하고, 제1 인코더로부터 고관절 각도신호를 수신하여, 기 저장된 고관절 구동 패턴으로부터, 추정된 보행주기에 따른 고관절 각도 제어신호를 생성하는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.

[청구항 14]

제12항에 있어서,

상기 제어부는 기울기 신호로부터 보행주기를 추정하고, 제2 인코더로부터 무릎관절 각도신호를 수신하여, 기 저장된 무릎관절 구동 패턴으로부터, 추정된 보행주기에 따른 무릎관절 각도 제어신호를 생성하는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.

[청구항 15]

제9항에 있어서

제1 선형 액츄에이터와 대퇴지지부의 사이에 로드셀이 장착되는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.

[청구항 16]

제10항에 있어서,

제2 선형 액츄에이터와 하퇴지지부의 사이에 로드셀이 장착되는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.

[청구항 17]

제5항에 있어서,

고관절부와 무릎관절부에 각각 인코더를 구비한 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.

[청구항 18]

제5항에 있어서,

제1 선형 액츄에이터와 대퇴지지부의 사이에 제1로드셀이 장착되며, 제2 선형 액츄에이터와 하퇴지지부의 사이에 제2로드셀이 장착되는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.

[청구항 19]

제5항에 있어서,

상기 대퇴지지부, 상기 고관절 지지부, 상기 하퇴지지부가 일측 다리를 위한 로봇-보조형 보행훈련장치를 이루며,
좌우측 다리를 위한 한쌍의 로봇-보조형 보행훈련장치와,
상기 한쌍의 로봇-보조형 보행훈련장치를 장착하고 보행훈련을 하기위한 트레드밀;
를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.

[청구항 20]

제19항에 있어서,

하니스;

하니스에 장착된 로우프가 거치는 도르래를 장착하기 위한 프레임;

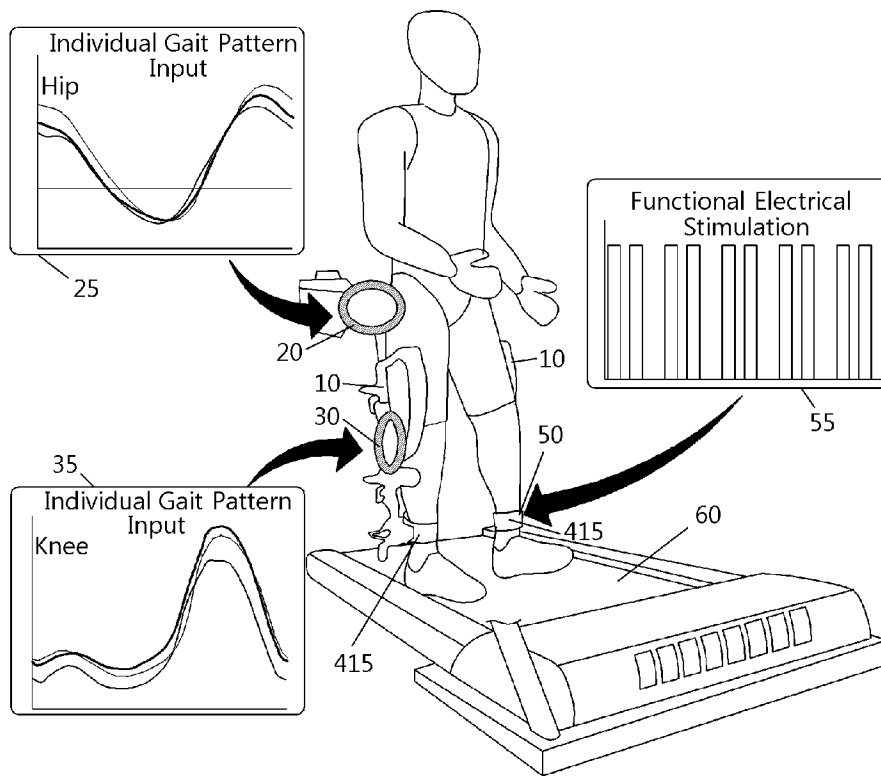
상기 도르래를 거친 로우프의 일단에 장착된 추;

를 더 구비하는 것을 특징으로 하는 로봇틱 보행 훈련 시스템.

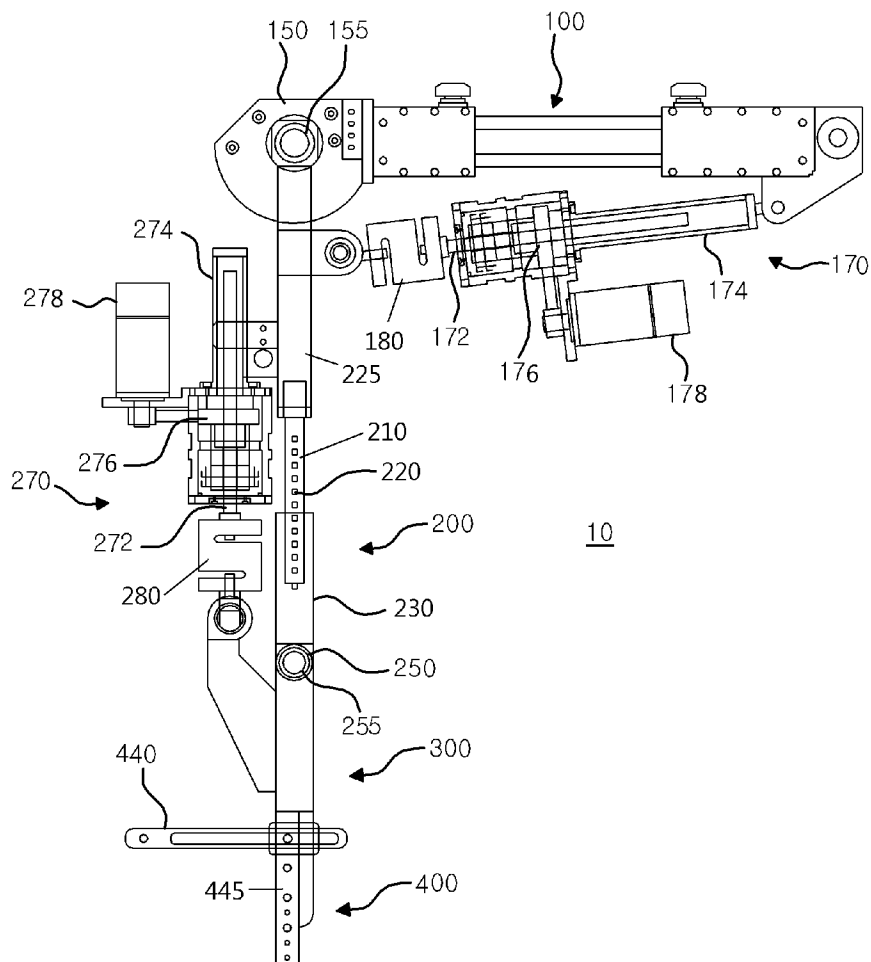
- [청구항 21] 제5항에 있어서,
 대퇴지지부가 대퇴부와 결합하기 위한 대퇴부 스트랩이
 대퇴지지부에 장착되어 있으며,
 하퇴지지부 상단과 하퇴부가 결합하기 위한 하퇴부 스트랩과,
 하퇴지지부 하단과 발목이 결합하기 위한 발목 스트랩이 장착되어
 있는 것을 특징으로 하는 로봇릭 보행 훈련 시스템.
- [청구항 22] 보행장애자의 보행패턴을 수집하고 동작을 분석하는 보행패턴
 수집단계;
 보행패턴 수집단계에서, 수집된 보행패턴 및 분석결과를
 보행장애자별로 저장하는 보행장애자별 데이터베이스화 단계;
 보행장애자별 데이터베이스화 단계로부터 저장된 보행패턴들로
 부터, FES제어신호, 고관절부 및 무릎관절부를 구동시키는
 액츄에이터 제어신호를 생성하여 출력하는 시스템 제어단계;를
 포함하는 로봇릭 보행 훈련 시스템의 구동방법에 있어서,
 보행패턴 수집단계는,
 보행훈련대상의 개인 정보가 입력되면, 보행장애자의
 보행으로부터 보행패턴을 수집되는 보행패턴 수집단계;
 보행패턴 수집단계에서 수집된 데이터에서, 관절각도, 보행시점을
 포함하는 보행 이벤트(gait event), 보행주기, 보행속도를 검출하는
 보행 파라미터검출단계;
 보행 파라미터검출단계에서 검출된, 보행주기를 포함하는 보행
 파라미터로부터, 보행훈련시 사용될 훈련용 보행패턴을 생성하는
 훈련용 보행패턴 생성단계;
 를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 로봇릭 보행 훈련
 시스템의 구동방법.
- [청구항 23] 제22항에 있어서,
 보행장애자별 데이터베이스화 단계는,
 기 저장된 보행패턴 중 설정된 초기 보행패턴을 읽어들이는 초기
 보행패턴설정단계;
 초기 보행패턴설정단계에서 읽어들이 초기 보행패턴과, 상기
 훈련용 보행패턴 생성단계에서 생성한 훈련용 보행패턴과 기
 저장된 보행장애자 데이터베이스를 이용하여, 훈련용 보행패턴을
 재 조정하는 개인 적응 훈련 패턴 생성단계;
 개인 적응 훈련 패턴 생성단계에서 생성된 훈련용 보행패턴의
 정보를 갱신, 저장하는 데이터베이스 업데이트 단계;
 를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 로봇릭 보행 훈련
 시스템의 구동방법.
- [청구항 24] 제23항에 있어서,

시스템 제어단계는,
설정된 훈련레벨 강도에 따라, FES 센서의 자극위치, 자극 속도를
설정하는 FES 센서 설정단계;
보행장애자가 탑승되지 않은 보행 훈련 장치로, 설정된 보행훈련
패턴으로 보행훈련 시뮬레이션이 행하여지고 장비구동상황을
점검하여 이상여부를 판단하는 보행훈련 시뮬레이션단계;
를 포함하여 이루어진 것을 특징으로 하는 로봇릭 보행 훈련
시스템의 구동방법.

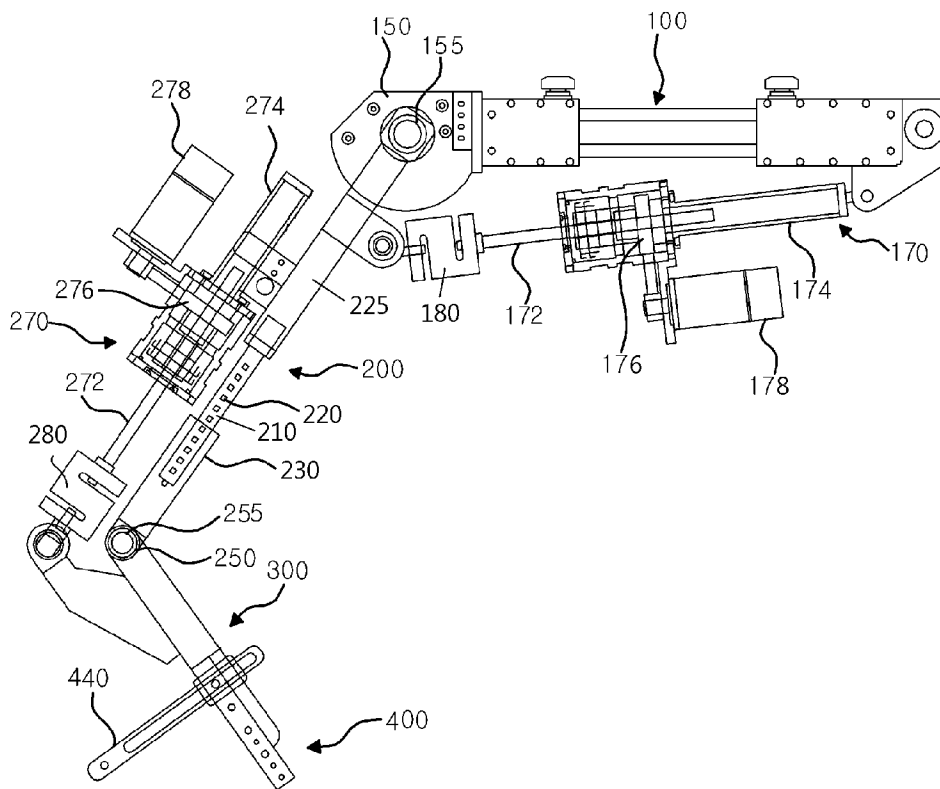
[Fig. 1]



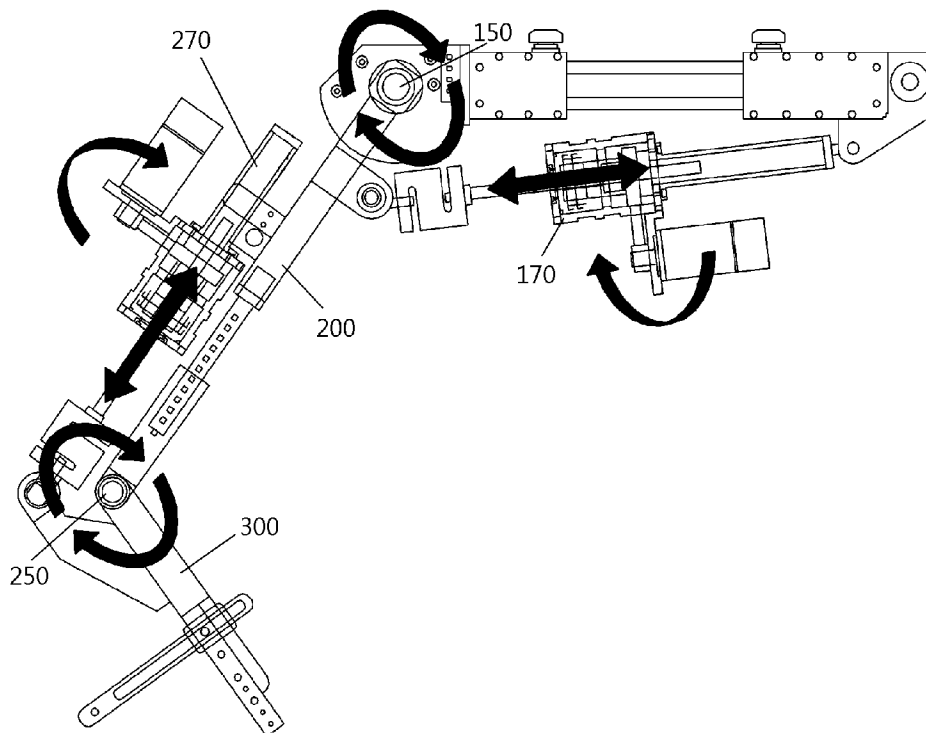
[Fig. 2]



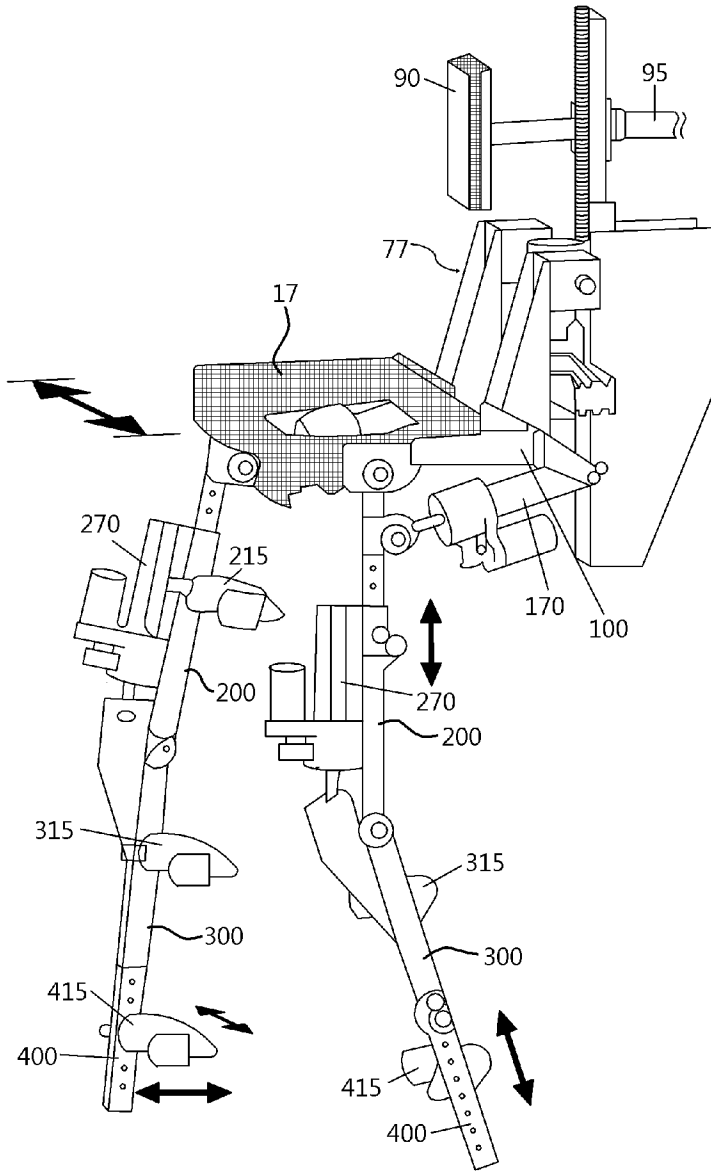
[Fig. 3]



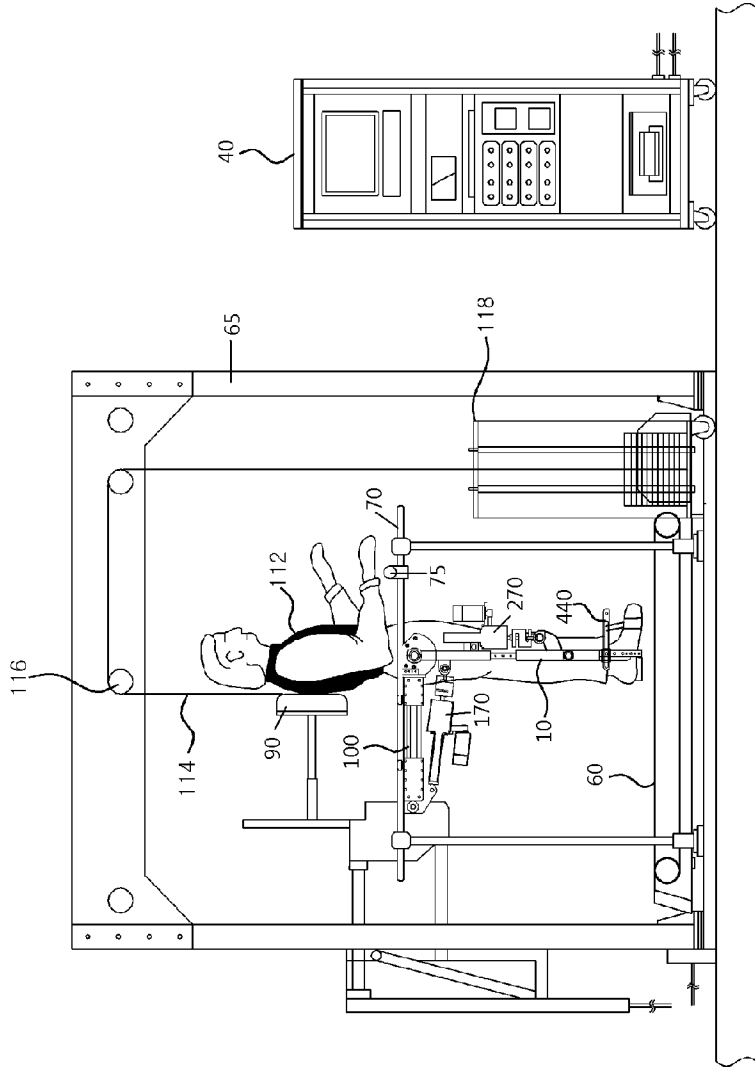
[Fig. 4]



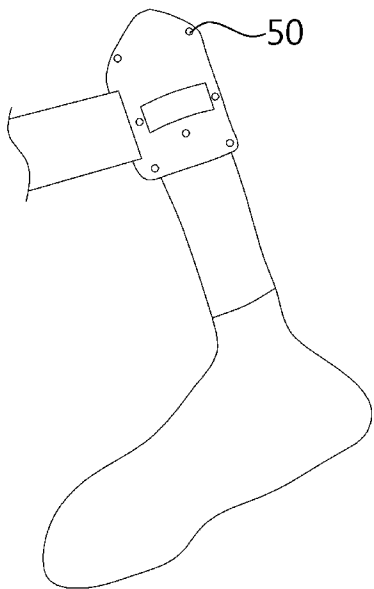
[Fig. 5]



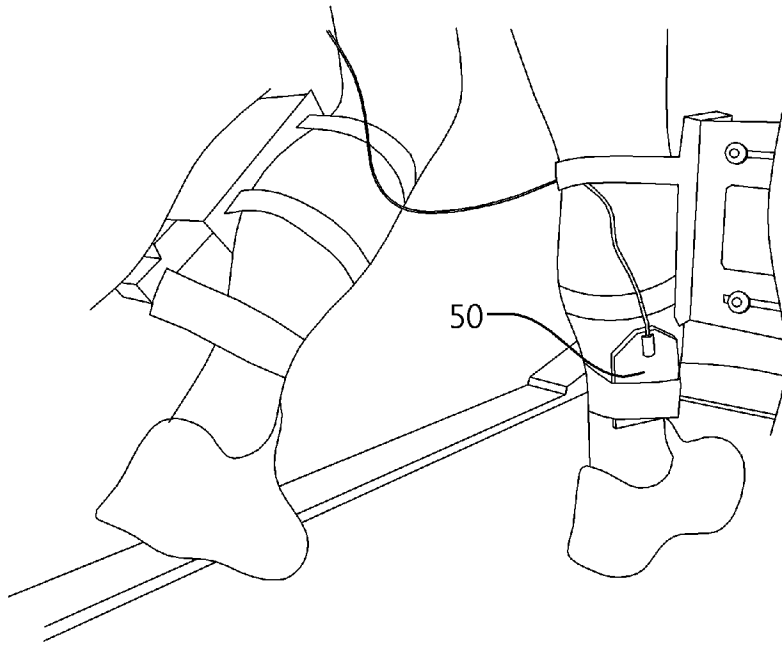
[Fig. 6]



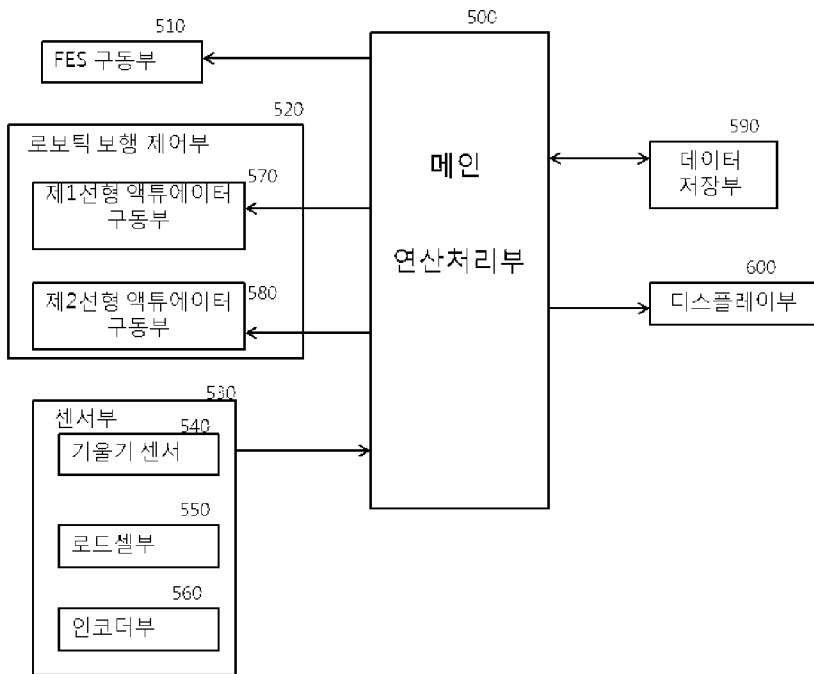
[Fig. 7]



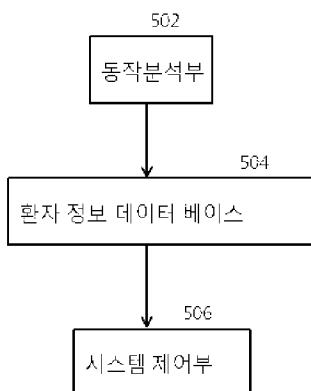
[Fig. 8]



[Fig. 9]



[Fig. 10]



[Fig. 11]

